

一种用于半透明体绘制的光学模型

李彬¹⁾ 田联房¹⁾ 王立非²⁾ 陈萍³⁾ 毛宗源¹⁾

¹⁾ (华南理工大学自动化科学与工程学院, 广州 510640) ²⁾ (广州中医药大学祈福医院影像中心, 广州 511495)

³⁾ (广州医学院第一附属医院核医学科, 广州 510120)

摘要 为了高效率地重建 3 维医学图像, 并能充分显示内部隐含分界面及内部细节的详细信息, 提出了一种能在普通硬件条件下实现的用于半透明体绘制的光学模型 IVROM (improved volume rendering optical model)。该模型在光线吸收与发射模型的基础上, 考虑了阴影、直接散射与间接散射等因素。此外, 还详细介绍了结合该模型与 Shear-Warp 算法的半透明体绘制方法的实现。实验结果表明, 采用该模型的半透明体绘制方法不仅效率高, 而且显示效果好。

关键词 光学模型 Shear-Warp 医学图像 半透明体绘制 明暗化

中图分类号: TP391.4 R319 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2008)02-0322-06

An Optical Model for Translucent Volume Rendering

LI Bin¹⁾, TIAN Lian-fang¹⁾, WANG Li-fei²⁾, CHEN Ping³⁾, MAO Zong-yuan¹⁾

¹⁾ (College of Automation Science and Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510640)

²⁾ (Image Center, Clifford Hospital, Guangzhou University of Traditional Chinese Medicine, Guangzhou 511495)

³⁾ (Nuclear Medicine Department, The First Affiliated Hospital of Guangzhou Medical College, Guangzhou 510120)

Abstract In order to efficiently reconstruct 3D medical image and clearly display the detailed information of inner structures and the inner hidden interfaces between different mediums, an improved volume rendering optical model (IVROM) for translucent volume rendering is proposed which can be easily realized on a general PC. On the basis of classic absorption and emission model, the effects of volumetric shadows, direct and indirect scattering are also considered in the proposed model. Moreover, the implementation of the translucent volume rendering method incorporating the IVROM model and Shear-Warp is described detail. Experiments demonstrate the good performance of the proposed method.

Keywords optical model, Shear-Warp, medical image, translucent volume rendering, shading

1 引言

在医学图像可视化的辅助诊断和治疗中, 医生常常需要透过组织表面看清内部的病变结构和细节信息, 确定其相对位置, 从而确定诊断和治疗方案。因此, 能透过对象表面, 显示内部的隐含分界面 (内部不同介质之间的界面) 及其内部细节的半透明体绘制技术被广泛应用于医学可视化中。

目前, 结合 Blinn-Phong 面明暗化模型的光线吸

收与发射模型是应用最广泛的一种体绘制光学模型^[1]。尽管该模型能基本描述许多明显的半透明组织表面, 然而, 其难以表述半透明组织或者散射占优组织的详细信息^[2]。文献 [1]、[3] 综述了许多或简单或复杂精确的用于体绘制的光学模型。文献 [1] 与文献 [4] 证明了多重散射对于体绘制的效果显著, 其中, 文献 [1] 给出了计算多散射的方法。然而, 庞大的计算量与苛刻的内存要求使得精确的光学模型难以在实时的医学工程中得到应用。因此, 在实际的体绘制应用中, 一些相对容易实现的光学

基金项目: 国家自然科学基金项目 (30570458); 广东省自然科学基金项目 (05006530); 广州市番禺区科技攻关项目 (2005-Z-55-1)

收稿日期: 2006-08-03 改回日期: 2006-10-18

第一作者简介: 李彬 (1979~), 男, 讲师, 博士。主要研究方向或领域为医学图像处理与模式识别、科学可视化。E-mail: binli@scm.cn

经验模型被普遍采用。如文献 [5] 和文献 [6] 在基本的光线吸收与发射模型中加入直接散射部分, 并用非真实感绘制技术加大隐含分界面的显示效果。在文献 [1] 的基础上, 文献 [2]、[7]、[8] 提出了一个适用于硬件实现的体绘制的光学经验模型。而 Shear-Warp 算法^[9]是目前最快的基于 CPU 的体绘制方法^[10]。因此, 本文提出了一种能在普通硬件条件下实现的用于半透明体绘制的光学模型 IVROM (improved volume rendering optical model)。该模型在光线吸收与发射模型的基础上, 考虑了阴影、直接散射与间接散射等因素, 因此, 结合该模型与 Shear-Warp 方法的半透明体绘制技术, 能高效率地重建 3 维医学图像, 并能充分显示内部隐含分界面及内部细节的详细信息。

2 结合 Blinn-Phong 面明暗化模型的光线吸收与发射模型

标准的光线吸收与发射模型如下:

$$I(\mathbf{x}_b, \omega) = T(Q, l)I(\mathbf{x}_o, \omega) + \int_0^l (\tau(s, l))^* R(\mathbf{x}(s)) ds \quad (1)$$

式中, \mathbf{x} 为体素的空间 3 维坐标 (x, y, z), $\mathbf{x}(s)$ 指沿着视线距离 s 处的 3 维坐标。 $I(\mathbf{x}, \omega)$ 指沿着视线方向 ω 在空间坐标 \mathbf{x} 处的光线强度; $T(s, l)$ 指沿着视线从 $\mathbf{x}(s)$ 到 $\mathbf{x}(l)$ 过程中的衰减, $T(s, l) = \exp\left[-\int_s^l \tau(t) dt\right]$; τ 指光线衰减系数, $R(\mathbf{x})$ 为 \mathbf{x} 处面反射颜色值。

通常, 在方向为 ω , 空间 \mathbf{x} 处的散射光强度

$$S(\mathbf{x}, \omega) = r(\mathbf{x}, \omega, \omega')i(\mathbf{x}, \omega') \quad (2)$$

式中, $i(\mathbf{x}, \omega')$ 为沿 ω' 方向入射, 到达空间 \mathbf{x} 处的光强度。 $r(\mathbf{x}, \omega, \omega')$ 为双向反射分布函数 (bidirectional reflection distribution function, BRDF)。式 (2) 为通用的明暗化公式。

为了实现面明暗化, 引入 Blinn-Phong 模型, 其本质是表达 $r(\mathbf{x}, \omega, \omega')$ 的直接散射项。若假设沿 ω' 方向入射光没有任何阻拦, 则 $i(\mathbf{x}, \omega)$ 依然为光源亮度 L_l 。因此, 式 (1) 结合 Blinn-Phong 面明暗化模型, 得

$$I(\mathbf{x}_b, \omega) = T(Q, l)I(\mathbf{x}_o, \omega) + \int_0^l (\tau(s, l))^* R(\mathbf{x}(s))^* B_s(\mathbf{x}(s))^* L_g ds \quad (3)$$

式中, $B_s(\mathbf{x}(s))$ 指用 $\mathbf{x}(s)$ 处归一化后的梯度估算的 Blinn-Phong 面明暗化模型值; L_g 为光源亮度, 下角 g 表示沿 ω' 的光线方向。

式 (3) 便是传统的结合 Blinn-Phong 面明暗化模型的光线吸收与发射模型。

3 IVROM 光学模型

尽管结合 Blinn-Phong 面明暗化模型的光线吸收与发射模型, 能基本描述许多明显的半透明组织表面, 然而, 其难以表述半透明组织或者散射项占优组织的详细信息, 无法满足医学可视化中半透明体绘制的需要。因此, 鉴于结合 Blinn-Phong 面明暗化模型的光线吸收与发射模型存在的不足, 本文从医学工程实践出发, 提出可以在微机上实时实现的 IVROM 光学模型。

结合 Blinn-Phong 面明暗化模型的光线吸收与发射模型, 完全以空间体素的梯度作为表面明暗化的依据, 难以刻画梯度模较低但却属于不同类组织的区域。入射光在不同组织的衰减不同, 因此, 利用阴影的作用则可以适当地弥补结合 Blinn-Phong 面明暗化模型的光线吸收与发射模型所存在的不足。

实质上, 入射光在组织内, 确实存在着衰减。设亮度为 L_l 的光源沿 ω' 方向入射, 到达空间 \mathbf{x} 处的光亮度为 $i(\mathbf{x}, \omega')$, 则

$$i(\mathbf{x}, \omega') = L_g T_g(s, t') \quad (4)$$

$$T_g(s, t') = \exp\left[-\int_0^s \tau(\mathbf{x}(s) + \omega_l t) dt\right] \quad (5)$$

因此, 重写式 (3) 为

$$I(\mathbf{x}_b, \omega) = T(Q, l)I(\mathbf{x}_o, \omega) + \int_0^l (\tau(s, l))^* R(\mathbf{x}(s))^* B_s(\mathbf{x}(s))^* L_g^* T_g(s, l_g) ds \quad (6)$$

式中, l_g 表示沿着光线方向的距离。

在一随机分布介质空间 V , 当光线穿过空间 V 时, 由于光线与介质粒子的相互作用, 在光的传播方向上, 会发生吸收和散射的消光现象, 因此, 在 \mathbf{x} 处的 $I(\mathbf{x}, \omega)$ 应该由准直辐射亮度和散射辐射亮度组成。而散射辐射亮度由直接散射项与间接散射项两部分组成。设 \mathbf{x} 处的一个粒子的双向反射分布函数, 则

$$r(\mathbf{x}, \omega, \omega') = a(\mathbf{x})\tau(\mathbf{x})p(\omega, \omega') \quad (7)$$

式中, $a(\mathbf{x})$ 指该粒子的反射率, $p(\omega, \omega')$ 为相函数。

表示散射的方向性。

本质上,式(3)考虑了直接散射的影响。若令 $p_D(\omega, \omega')$ 表示直接散射的相函数,则

$$p_D(\omega, \omega') = |N \cdot \omega'| + \left| N \cdot \frac{\omega + \omega'}{|\omega + \omega'|} \right|^n \quad (8)$$

式中, N 为 r 点的梯度向量,也就是 r 点隐含分界面的法向量。考虑到隐含分量面的正反面方向,对 $|N \cdot \omega'|$ 取了绝对值。

若考虑梯度模值高的区域,则用类似 Blinn-Phong 面明暗化模型的方法,若在梯度模值较低的区域,则主要用阴影实现明暗化计算。因此,式(6)可以写为

$$I(x_b, \omega) = T(Q, l)I(x_o, \omega) + \int_0^l (s, l)^* S(s)^* L_g^* T_g(s, l_g) ds \quad (9)$$

$$S(s) = R(s) ((1-w(s)) + w(s)p_s(\omega, \omega')) \quad (10)$$

这里,可以考虑用非真实感绘制技术加大隐含分界面的显示效果。例如,给直接散射和间接散射一个权重。设直接散射 $S_D(s) = w_D S(s)$ (w_D 为权重)。直观地讲,愈接近隐含分界面,面散射亮度愈大,反之,则愈小。因此,这里的权函数本质上是一个边界检测函数,可以令该体素的 w_D 与梯度模值成正比。式(9)变为

$$I(x_b, \omega) = T(Q, l)I(x_o, \omega) + \int_0^l (s, l)^* S_D(s)^* L_g^* \exp\left[-\int_s^l \tau(t) dt\right] ds \quad (11)$$

接下来考虑间接散射的影响,令间接散射

$$S_I(s) = w_I R(s) p_I(\omega, \omega') \quad (12)$$

式中, w_I 为权值。由文献[11]可以得到

$$p_I(\omega, \omega') \approx \frac{1}{\sigma(x)} \sum_{p=1}^n f(x, \omega'_p, \omega) \frac{\Delta\Phi_{n,i}(x, \omega'_p)}{\frac{4}{3}\pi r^3} \quad (13)$$

式中, $\Delta\Phi_{n,i}$ 为通过间接散射影响该体素的相关的 n 个光子的亮度和, $\frac{4}{3}\pi r^3$ 为包含这 n 个的光子的最小球形体积。

则式(11)为

$$I(x_b, \omega) = T(Q, l)I(x_o, \omega) + \int_0^l (s, l)^* \left[S_D(s)^* L_g^* \exp\left[-\int_s^l \tau(t) dt\right] + S_I(s)^* L_g^* \exp\left[-\int_s^l \tau_i(x) dx\right] \right] ds \quad (14)$$

式中,类似于 τ 的定义, τ_i 指光线间接衰减系数,该间接衰减系数与物质有关。 $T_i(s, l)$ 指沿着光线从 $x(s)$ 到 $x(l)$ 过程中的间接衰减, $T_i(s, l) = \exp\left[-\int_s^l \tau_i(t) dt\right]$ 。

4 算法实现

(1) 预设置传递函数,将其设为查询表。

$T(s, l)$ 指沿着视线从 $x(s)$ 到 $x(l)$ 过程中的衰减,定义 α 为这段距离的不透明度,则 $\alpha = 1 - T(s, l)$ 。同理,定义 α_i 为这段距离的间接不透明度,则 $\alpha_i = 1 - T_i(s, l)$ 。 $\exp\left[-\int_s^l \tau_i(x) dx\right]$ 可以近似表示为

$$\exp\left[-\sum_{i=1}^n \tau(i \cdot \Delta x) \cdot \Delta x\right] = \prod_{i=1}^n \exp(-\tau(i \cdot \Delta x) \cdot \Delta x) = \prod_{i=1}^n t_i \quad (15)$$

式中, $t_i = \exp(-\tau(i \cdot \Delta x) \cdot \Delta x)$ 可以看作是沿光线方向上第 i 个区段的间接透明度。

为快速实现光学模型算法,先预设置 $\Delta x = 1$ 的间接不透明度值 α_i 的查询表。同理,预设置 $\Delta x = 1$ 的不透明度值 α 的查询表。

(2) 预设置直接散射的权重值

直观地讲,愈接近隐含分界面,直接散射亮度愈大,反之则愈小。因此,这里的权函数本质上是一个边界检测函数,因此,直接散射的权重 w_D 与梯度模值成正比。另外,若考虑到式(12)的影响,则可设置间接散射的权重 w_I 与体素值成正比。

(3) 合成中间图像

ShearWarp 体绘制主要由 3 维数据场的错切变换 (Shear) 与 2 维图像的变形 (Warp) 两个步骤实现。本光学模型将在错切变换时合成中间图像的过程中应用。3 维空间离散数据场的观察方向常常是由用户任意给定的,因而使得由物体空间到图像空间的变换也是任意的。ShearWarp 的中心思想是将 3 维离散数据场变换到一个中间坐标系,在这个中间坐标系中,观察方向与坐标系的一个轴并行。光源的方向是任意的,为叙述和执行方便,不妨将光源设于与视点处于同一侧的位置(是否在同一侧以夹角是否大于 90° 为依据)。若光源方向在另外一侧,只需要更改光线合成次序则可。

本文半透明体绘制算法将结合传统的 ShearWarp 实现 NROM 光学模型。除了原来需要的缓存

外, 还需要新开辟 3 个缓存: 当前切片的直接光照缓存、间接光照缓存以及下一个切片的间接光照缓存, 缓存大小均为中间图像大小。与 Shear-Warp 算法类似, 本半透明体绘制方法也是按由前向后序次, 循环对每个切片进行处理, 合成中间图像。在处理第 k 个切片时, 步骤如下:

(1) 计算直接散射部分

$$C_{\text{post}}^D = C_{\text{pre}}^D + \alpha_{\text{now}}^D * C_{\text{now}}^D * (1 - O_{\text{pre}}^D) * I_{\text{pre}}^D \quad (16)$$

式中, C_{pre}^D 为计算直接散射部分之前的中间图像, 在当前某一位置的 RGB 中的 R 分量的值; C_{post}^D 为计算直接散射部分之后的中间图像, 在当前同一位置的 RGB 中的 R 分量的值; O_{pre}^D 为计算直接散射部分之前的中间图像当前位置的不透明度值; I_{pre}^D 为计算直接散射部分之前的中间图像当前位置的直接光照累积光亮度; α_{now}^D 为当前体素重采样不透明度; C_{now}^D 为当前体素重采样的 R 分量值。这些变量的上标 D 表示计算直接散射部分。

$$O_{\text{post}}^D = O_{\text{pre}}^D + \alpha_{\text{now}}^D * (1 - O_{\text{pre}}^D) \quad (17)$$

式中, O_{post}^D 为计算直接散射部分之后的中间图像当前位置 pos 的不透明度值。

由于光的合成顺序由后至前, 有

$$I_{\text{post}}^D = (1 - \alpha_{\text{now}}^D) * I_{\text{pre}}^D \quad (18)$$

式中, I_{post}^D 为计算直接散射部分之后的中间图像当前位置的直接光照累积光亮度。

中间图像的 RGB 中的 G、B 分量的直接散射部分的值可以用同样的方法求得。

(2) 计算光照累积光亮度

由于光的合成顺序由后至前, 有

$$I_{\text{post}}^I = I_{\text{pre}}^I * (1 - \alpha_{\text{now}}^I) \quad (19)$$

式中, I_{pre}^I 为计算间接散射部分之前的中间图像当前位置的间接光照累积光亮度; I_{post}^I 为计算直接散射部分后的中间图像当前位置的间接光照累积光亮度; α_{now}^I 为当前体素重采样的间接不透明度值。这些变量的上标 I 表示计算间接散射部分。

(3) 计算间接散射部分

$$C_{\text{post}}^I = C_{\text{pre}}^I + \alpha_{\text{now}}^I * C_{\text{now}}^I * (1 - O_{\text{pre}}^D) * I_{\text{post}}^I * I_a^I \quad (20)$$

式中, C_{pre}^I 为添加间接散射部分前的中间图像当前位置的 RGB 中的 R 分量的值; C_{post}^I 为添加间接散射部分后的中间图像当前位置的 RGB 中的 R 分量的值; C_{now}^I 为当前体素在计算间接散射部分时重采样的 R 分量值。

考虑到 Shear-Warp 方法由前至后按次序对每

一个切片处理的特点, 式 (20) 中, I_a^I 取 6 个像素点 (下一个切片的间接光照缓存在 pos 位置的像素点、当前切片的间接光照缓存在 pos 位置的像素点以及其相邻 4 个像素点) 的平均值。这里, I_a^I 实质上是

$$\text{式 (13) 中 } \sum_{p=1}^n \frac{\Delta\Phi_{p,i}(x, \omega'_p)}{\frac{4}{3}\pi r^3} \text{ 的近似值。用最小的圆}$$

锥代替最小的球进行近似地处理间接散射部分的影响的方法与证明, 可以参考文献 [2]、[6]、[11]。

中间图像的 RGB 中的 G、B 分量的间接散射部分的值同理求得。

(4) 将下一个切片的间接光照缓存数据存放于当前切片的间接光照缓存, 并将下一个切片的间接光照缓存都设置为值 1。

(5) 处理下一个切片。

5 实验结果

采用 C++ 编程语言进行软件编写, 实验平台的机器配置为 Pentium4 3G, 512RAM, 显卡为 Geforce 6800 GT。

为了证明光学模型 IVROM 用于半透明体绘制 3 维医学图像的可行性和准确性, 用相同的观察角度 ($\alpha = -90^\circ$, $\beta = 0^\circ$), 即视点的视线绕 X 轴旋转 -90° , 绕 Y 轴旋转 0° , 相同的传递函数, 结合 Shear-Warp 体绘制算法, 分别用光学模型 IVROM 与标准的结合 Blinn-Phong 面明暗化模型的光线吸收与发射模型对医学序列 CT 图像 ($512 \times 512 \times 377$ (12 位)) 进行重建。重建结果如图 1~图 6 所示。

图 1 为用光学模型 IVROM 进行半透明体绘制的头部结果。图 2 为只用光学模型 IVROM 的直接



图 1 光学模型 IVROM I

Fig 1 IVROM I

散射部分进行半透明体绘制的结果。图 3 为只用光学模型 IVROM 的间接散射部分进行半透明体绘制的结果。图 4 为用标准的结合 Blinn-Phong 面明暗化模型的光线吸收与发射模型进行半透明体绘制的



图 2 IVROM 的直接散射部分
Fig 2 Direct scattering of IVROM



图 3 IVROM 的间接散射部分
Fig 3 Indirect scattering of IVROM



图 4 结合 Blinn-Phong 面明暗化模型的光线吸收与发射模型 I
Fig 4 Absorption plus emission model with Blinn-Phong shading I

结果。比较结果图 1 与图 4 显而易见, 图 1 可以突出地显示出隐含分界面, 更富有层次, 并且内部细节更清晰、细致, 对医学诊断也更有意义和价值。

图 5、图 6 也是分别用光学模型 IVROM 与标准的结合 Blinn-Phong 面明暗化模型的光线吸收与发射模型, 结合 ShearWarp 进行半透明体绘制的头颅结果。注意到脑软组织部分, 由于其不同类物质 (如脑白质与脑灰质) 间的梯度差很低, 甚至为零。因此, 用标准的结合 Blinn-Phong 面明暗化模型的光线吸收与发射模型的半透明体绘制结果 (图 6) 很难表达该部分的细节。相比之下, 用光学模型 IVROM 的半透明体绘制结果 (图 5) 表达的内部细节就更清晰、细致。

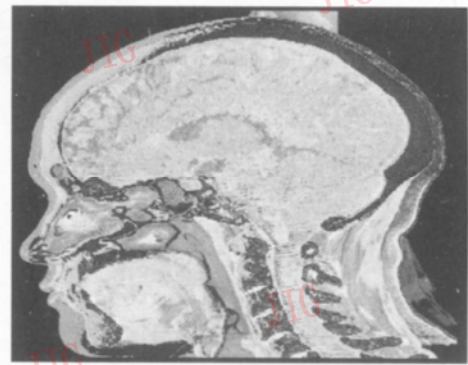


图 5 IVROM II
Fig 5 IVROM II

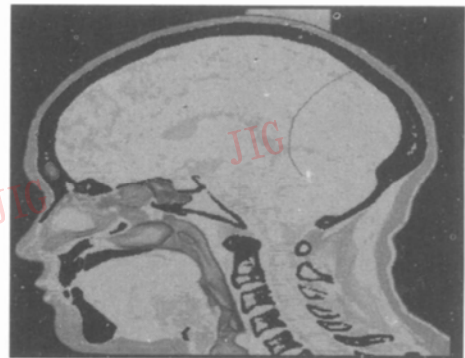


图 6 结合 Blinn-Phong 面明暗化模型的光线吸收与发射模型 II
Fig 6 Absorption plus emission model with Blinn-Phong shading II

实验证明, 采用光学模型 IVROM 的半透明体绘制对医学序列图像的重建是可行性, 较之标准的结合 Blinn-Phong 面明暗化模型的光线吸收与发射模型的半透明体绘制更准确, 对医学诊断也更有意义。

用不同算法对重建效率进行测试。实验中, 只旋转角度 β 每次增加 30° , 共 12 (360/30) 次, 求出平均时间。结果如表 1 所示。

表 1 重建效率比较

Tab 1 Comparison of reconstruction efficiency

所用模型	单位: s	
	预处理耗时	运行时间
结合 Blinn-Phong面明暗化模型的光线吸收与发射模型	16.974	1.347
光学模型 (VROM)	17.267	2.859

从表 1 可以看出,采用光学模型 VROM 的半透明体绘制的运行时间,比采用标准的结合 Blinn-Phong面明暗化模型的半透明体绘制的运行时间稍长。与采用标准的结合 Blinn-Phong面明暗化模型的半透明体绘制算法相比,采用光学模型 VROM 的半透明体绘制在合成中间图像时,增加了对非空体素进行直接与间接光照累积光亮的运算,还增加了对间接散射部分的运算(包括间接散射部分颜色以及不透明度的重采样及合成)。

此外,在传递函数预设过程中,采用光学模型 VROM 的半透明体绘制的运行时间也比采用标准的结合 Blinn-Phong面明暗化模型的半透明体绘制的运行时间略长。那是因为采用光学模型 VROM 的半透明体绘制算法增加了间接不透明度、直接散射与间接散射的权重的制表过程。但是,通过实验仍然可以得出结论,在普通硬件条件下,采用光学模型 VROM 的半透明体绘制是可以实现实时重建绘制。

6 结 论

从实际的医学工程应用出发,提出了一种能在普通硬件条件下实现的用于半透明体绘制的光学模型 VROM。该模型在光线吸收与发射模型的基础上,考虑了阴影、面散射与体散射等因素。结合该模型与 ShearWarp 方法的半透明体绘制技术,能高效率地重建 3 维医学图像,并能充分显示内部隐含分界面及内部细节的详细信息,从而能满足对医学运用精确诊断的要求。因此,该算法可以应用于医学工程实践(如放疗计划的模拟手术)上。

参考文献 (References)

- 1 Nelson M ax. Optical models for direct volume rendering[J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics 1995, 1(2): 99~ 108
- 2 Kniss Joe, Premoze Simon, Hansen Charles, et al. A model for volume lighting and modeling[J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics 2003, 9(2): 150~ 162
- 3 Moreland Kenneth Dean. Fast High Accuracy Volume Rendering [D]. New Mexico, USA: University of New Mexico, 2004: 10~ 28
- 4 Jensen Henrik Wann, R. Marschner Stephen, Levoy Marc, et al. A practical model for subsurface light transport[A]. In: Proceedings of ACM SIGGRAPH 2001[C], USA, CA, Los Angeles, 2001: 511~ 518
- 5 Cai Wen-li, Shi Jiao-ying. Composed volume rendering model based on transfer equation [J]. Chinese Journal of Computers, 1995, 18(5): 330~ 338. [蔡文立, 石教英. 基于输运方程的混合式体绘制模型 [J]. 计算机学报, 1995, 18(5): 330~ 338]
- 6 Peng Yan-jun, Shi Jiao-ying. A method of display hide interfaces in volume rendering and its realization[J]. Journal of Software, 2002, 13(9): 1887~ 1892. [彭延军, 石教英. 体绘制中显示隐含分界面的一种方法及其实现 [J]. 软件学报, 2002, 13(9): 1887~ 1892]
- 7 Kniss Joe, Premoze Simon, Hansen Charles, et al. Interactive translucent volume rendering and procedural modeling [A]. In: Proceedings of IEEE Visualization 2002[C], USA, MA, Boston, 2002: 109~ 116
- 8 Kniss Joe, Kindhann Gordon, Hansen Charles. Multidimensional transfer functions for interactive volume rendering [J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 2002, 8(3): 270~ 285
- 9 Lacroute P. Fast Volume Rendering Using a ShearWarp Factorization of the Viewing Transformation [D]. Stanford, USA: Stanford University, 1995: 29~ 43
- 10 Grimm Soren, Bruckner Stefan, Kanitsar Amin, et al. Memory efficient acceleration structures and techniques for CPU-based volume raycasting of large data [A]. In: IEEE Symposium on Volume Visualization and Graphics 2004[C], USA, Texas, Austin, 2004: 1~ 8
- 11 Jensen Henrik Wann, Per H. Christensen. Efficient simulation of light transport in scenes with participating media using photon maps [A]. In: Proceedings of SIGGRAPH 1998[C], New York: ACM Press, 1998: 311~ 320